

19 BUNDESREPUBLIK
DEUTSCHLAND



DEUTSCHES
PATENTAMT

12 Patentschrift
10 DE 197 30 512 C 1

21 Aktenzeichen: 197 30 512.1-31
22 Anmeldetag: 16. 7. 97
43 Offenlegungstag: -
45 Veröffentlichungstag
der Patenterteilung: 20. 8. 98

51 Int. Cl.⁶:
H 04 N 5/325
H 04 N 5/20
A 61 B 5/055
A 61 B 6/00
H 05 G 1/64
G 06 T 5/00

DE 197 30 512 C 1

Innerhalb von 3 Monaten nach Veröffentlichung der Erteilung kann Einspruch erhoben werden

73 Patentinhaber:
Siemens AG, 80333 München, DE

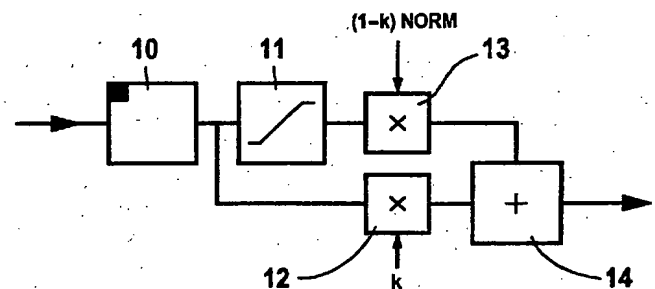
72 Erfinder:
Delong, Wolf-Rüdiger, Dipl.-Ing., 91056 Erlangen,
DE

56 Für die Beurteilung der Patentfähigkeit in Betracht
gezogene Druckschriften:

US 53 51 306
= DE 41 29 656 A1
US 48 21 492

54 Bildsystem für eine medizinische Diagnostikeinrichtung und Verfahren zur gefensterten Darstellung von
medizinischen Bildern

57 Die Erfindung betrifft ein Bildsystem (8) für eine medi-
zinische Diagnostikeinrichtung (1 bis 14) und ein Verfah-
ren zur Darstellung von Bildsignalen mittels einer Wiederga-
bevorrichtung (9) mit einem Bildspeicher (10) zur bild-
punktweisen Speicherung der von der Diagnostikeinrich-
tung (1 bis 14) erzeugten Bilder, mit einer Schaltung (11)
zur Transformation von Grauwerten des Bildsignals der
Bilder, die derart ausgebildet ist, daß zur Bestimmung des
lokalen Kontrastes (LK) für jeden Bildpunkt eine Normie-
rung auf den Mittelwert (\bar{x}) seiner Umgebung und auf die
Standardabweichung (STDV) durchgeführt wird und die
normierten Bildpunkte zur Erhaltung eines Kontrastbildes
(KB) ortsrichtig überlagert werden, und mit einer an dem
Bildspeicher (20) und der Schaltung (22) zur Transforma-
tion von Grauwerten angeschlossenen Additionsstufe
(24), in der das Originalbild (ORG) und das Kontrastbild
(KB) mit veränderbarem Mischungsgrad addiert werden,
wobei das Ausgangssignal als Wiedergabesignal (E) der
mit der Additionsstufe (24) verbundenen Wiedergabevor-
richtung (9) zugeführt wird.



DE 197 30 512 C 1

Die Erfindung betrifft ein Bildsystem für eine medizinische Diagnostikeinrichtung zur Darstellung von Bildsignalen mittels einer Wiedergabevorrichtung mit einem Bildspeicher zur bildpunktweisen Speicherung der von der Diagnostik-
 5 einrichtung erzeugten Bilder, mit einer Schaltung zur Transformation von Grauwerten des Bildsignales der Bilder und ein Verfahren zur gefensterten Darstellung von medizinischen Bildern.

Derartige Bildsysteme können beispielsweise bei Röntgendiagnostikeinrichtungen Verwendung finden, die einen Bildwandler zur Umwandlung des Röntgenbildes in eine elektrische analoge Signalfolge, ein Bild- oder Videosignal, aufweisen. Ein derartiger Bildwandler kann beispielsweise eine Fernsehkamera oder eine Speicherfolie sein. Derartige
 10 Bildsysteme lassen sich aber auch in der Computertomographie (CT) oder Magnetresonanz (MR) einsetzen, die digitale Ausgangssignale aufweisen.

Da medizinische Bildsysteme im allgemeinen digital ausgebildet sind, werden die analogen Bildsignale der Röntgen-
 diagnostikeinrichtung in einem Analog/Digital-Wandler (A/D-Wandler) dadurch in digitale Werte umgesetzt, daß das Röntgenbild in verschiedene Bildpunkte (Pixel) zerlegt wird, denen verschiedene digitale Grauwerte zugeordnet werden.

15 In einem digitalen Bildsystem kann das digitale Bildsignal verarbeitet werden und über einen Digital/Analog-Wandler (D/A-Wandler) auf einem Monitor als sichtbares Bild wiedergegeben werden.

Digitale medizinische Bilder der Computertomographie (CT), Magnetresonanz (MR) oder Röntgen (DFR, DSA) werden in der Regel mit einer Genauigkeit von 12 Bit pro Bildpunkt (Pixel) erzeugt. Diese Bilder werden üblicherweise dem Benutzer zur Beurteilung und Diagnosefindung auf einem Fernseh-Bildschirm als Graubilder dargestellt. Bei einer Ge-
 20 nauigkeit von 12 Bit sind für eine Darstellung als Graubild 4096 Graustufen notwendig.

Auf einem Fernseh-Bildschirm läßt sich ein Bildpunkt aber nur mit einer Genauigkeit von 6 oder 7 Bit, in Ausnahmefällen 8 Bit, darstellen. Dies entspricht 64, 128 oder in Ausnahmefällen 256 Graustufen. Das sind also weit weniger als 10% der wünschenswerten Genauigkeit, die im gemessenen Bild eigentlich vorhanden sind. An diesen wahrnehmbaren Bereich des Auges muß der gesamte angebotene Signalbereich ausschnittsweise anpaßt werden.

25 Hierzu läßt sich die Fenster-Funktion verwenden, bei der der Grauwert eines jeden Bildpunktes über eine Transferkennlinie für Grauwertfensterung transformiert wird, wie sie beispielsweise aus der US-A-5,351,306 bekannt ist. Der Betrachter eines Bildes kann sich über geeignete Bedienelemente einen Wertebereich von 64, 128 oder 256 Graustufen auswählen und diese Auswahl dann darstellen. Die Auswahl erfolgt üblicherweise über 2 Parameter, die "Fensterzentrum" und "Fensterbreite" genannt werden.

30 Zwischen den minimalen und maximalen Grauwerten wird ein schmaler Eingangsbereich, ein schmales Graustufenfenster, auf den gesamten Bereich am Ausgang abgebildet.

Da die Steigung einer derartigen Gerade größer als eins ist, wird eine Kontrastverstärkung erreicht. Die Fenstergrenzen sind manuell oder automatisch einstellbar.

In der US-A-4,827,492 ist eine derartige Vorrichtung zur manuellen Fensterung beschrieben, bei der zwei Bedienelemente zur Einstellung des Fensters vorgesehen sind. Dabei wird mit dem einen Bedienelement die Fensterbreite und mit dem anderen die Fenstermitte, die obere oder die untere Fenstergrenze eingestellt. Aus der obengenannten US-A-5,351,306 ist eine Vorrichtung der eingangs genannten Art bekannt, bei der eine automatische Fensterung aufgrund einer Statistikauswertung erfolgt.

40 Die Kennlinie besitzt in jedem Fall begrenzenden Charakter, da Signalwerte auf weiß oder schwarz abgeschnitten werden, wenn sie im Bild größer als der maximale Grauwerte oder kleiner als der minimale Grauwerten sind. Diagnostisch relevante Strukturen gehen dadurch jedoch verloren, da entweder die Grauwertfensterung auf den gesamten Bildbereich oder auf den interessierenden Bildbereich eingestellt werden kann, wobei im jeweils anderen Bildbereich die Grauwertfensterung nicht optimal ist.

Liegt z. B. die für eine Diagnose relevante Bildinformation im Wertebereich von 800 bis 1200 von den insgesamt 4096 vorhandenen Werten, so kann durch die Wahl Fensterzentrum = $(1200 + 800)/2 = 1000$ und Fensterbreite = $1200 - 800 = 400$ dieser Bereich ausgewählt werden. Die ausgewählten 400 verschiedenen Grauwerte werden dann von der Fernseh-
 45 elektronik auf die, je nach Bildschirmqualität, möglichen 64, 128 oder 256 Graustufen aufgespreizt.

Ein akutes Problem entsteht nun, wenn sich ein zu diagnostizierendes Objekt, beispielsweise ein Tumor, in nur sehr wenigen der 4096 vorhandenen Grauwerte von seiner Umgebung unterscheidet. Dann kann dieser Tumor zwar durch
 50 eine kleine Fensterbreite dargestellt werden, der örtliche Bezug zum gesamten Bild geht aber verloren.

Durch die Wahl eines breiten Fensters ist zwar das gesamte Bild, nicht aber der Befund zu sehen. Durch die Wahl eines schmalen Fensters dagegen ist zwar der Befund, nicht aber das gesamte Bild zu sehen. Eine Diagnose erfordert also häufig das Ausprobieren geeigneter Fensterparameter durch den Betrachter, wobei eine für alle Bedingungen optimale Einstellung nicht immer erreichbar ist.

55 Die Erfindung geht von der Aufgabe aus, ein Bildsystem und ein Verfahren der eingangs genannten Art zu schaffen, die es ermöglichen, eine optimale Grauwertfensterung des gesamten Bildes durchzuführen, ohne das wesentliche Details verloren gehen können.

Die Aufgabe wird erfindungsgemäß dadurch gelöst, daß die Schaltung zur Transformation von Grauwerten des Bildsignales derart ausgebildet ist, daß zur Bestimmung des lokalen Kontrastes für jeden Bildpunkt eine Normierung auf den Mittelwert seiner Umgebung und auf die Standardabweichung durchgeführt wird und die normierten Bildpunkte zur Erhaltung eines Kontrastbildes ortsrichtig überlagert werden, und mit einer an dem Bildspeicher und der Schaltung zur Transformation von Grauwerten angeschlossenen Additionsstufe, in der das Originalbild und das Kontrastbild mit veränderbarem Mischungsgrad addiert werden, wobei das Ausgangssignal als Wiedergabesignal der mit der Additionsstufe verbundenen Wiedergabevorrichtung zugeführt wird.

65 Erfindungsgemäß weist das Bildsystem eine an der Schaltung zur Transformation von Grauwerten angeschlossene erste Multiplikationsstufe, durch die das Originalsignal mit einem Wichtungsfaktor multipliziert wird, und eine an der Schaltung zur Transformation von Grauwerten angeschlossene zweite Multiplikationsstufe auf, durch die das Kontrastsignal der Schaltung zur Transformation von Grauwerten mit einem Wichtungsfaktor und einem Normierungsfaktor

multipliziert wird, und daß an den Multiplikationsstufen die Additionsstufe angeschlossen ist.

Es hat sich als vorteilhaft erwiesen, wenn die Schaltung derart ausgebildet ist, daß sie den Mittelwert $\bar{M} = \Sigma(v_i)/n$ mit v_i als Werte und n als Gesamtzahl der gewählten Bildpunkte und die Standardabweichung

$$\text{STDV} = \sqrt{\Sigma [v_i - \Sigma(v_i) / n]^2 / (n - 1)} \text{ berechnet.}$$

Dabei kann erfindungsgemäß das Bildsystem derart ausgebildet sein, daß das Original- und das Kontrastsignal mit einem Wichtungsfaktor und einem Normierungsfaktor gemäß folgender Formel addiert werden:

$$E = k \cdot \text{ORG} + (1 - k) \cdot \text{NORM} \cdot \text{KS}$$

Die Aufgabe wird erfindungsgemäß auch durch ein Verfahren zur gefensterten Darstellung von medizinischen Bildern gelöst, bei dem eine Fensterung aufgrund des lokalen Kontrastes erfolgt, bei dem für jeden Bildpunkt eine Normierung auf den Mittelwert seiner Umgebung und auf die Standardabweichung durchgeführt wird und die normierten Bildpunkte zur Erhaltung eines Kontrastbildes ortsrichtig überlagert werden, und wobei das Originalbild und das Kontrastbild mit veränderbarem Mischungsgrad addiert werden.

Erfindungsgemäß kann das Verfahren folgende Schritte aufweisen:

- i) Auswahl eines Bildpunktes mit den Koordinaten x, y ,
- ii) Auswahl mehrerer Bildpunkte mit dem ausgewählten Bildpunkt x, y in der Mitte,
- iii) Bestimmung des Mittelwertes der gewählten Bildpunkte,
- iv) Bestimmung der Standardabweichung der gewählten Bildpunkte,
- v) Division jedes der gewählten Bildpunkte durch die Standardabweichung,
- vi) Ortsrichtige Addition aller Bildpunkte,
- vii) Auswahl des nächsten Bildpunktes,
- viii) Wiederholung der Schritte i) bis vii) und
- ix) Addition des mit einem Faktor multiplizierten Originalsignals mit dem mit einem Faktor multiplizierten Kontrastsignal.

Erfindungsgemäß werden gemäß Schritt i) $M \cdot N$ Bildpunkte der örtlichen Umgebung der Bildpunkte ausgewählt, wobei die Bildpunkte der örtlichen Umgebung ein Quadrat bilden können und $11 \cdot 11$ Bildpunkte der örtlichen Umgebung ausgewählt werden.

Es hat sich als vorteilhaft erwiesen, wenn gemäß Schritt i) eine Untermenge der $M \cdot N$ Bildpunkte der örtlichen Umgebung der Bildpunkte ausgewählt werden, wobei die Untermenge in einer Kreis- oder Ellipsenfläche innerhalb der $M \cdot N$ Bildpunkte der örtlichen Umgebung liegen kann.

Zur Ermittlung des Lokalen Kontrastes kann der Mittelwert M gemäß folgender Formel: $\bar{M} = \Sigma(v_i)/n$ und die Standardabweichung gemäß folgender Formel berechnet werden:

$$\text{STDV} = \sqrt{\Sigma [v_i - \Sigma(v_i) / n]^2 / (n - 1)}, \text{ so daß sich für den}$$

so daß sich für den Lokalen Kontrast ergibt: $\text{LK} = \Sigma \Sigma v_i / \text{STDV} =$

$$\text{LK} = \sum_{i=1}^M \sum_{j=1}^N \frac{v_{ij}}{\sqrt{\Sigma [v_i - \Sigma(v_i) / n]^2 / (n - 1)}}$$

Die Erfindung ist nachfolgend anhand eines in der Zeichnung dargestellten Ausführungsbeispiels näher erläutert. Es zeigen:

Fig. 1 eine Röntgendiagnostikeinrichtung gemäß dem Stand der Technik und

Fig. 2 die erfindungsgemäße Ausbildung des in **Fig. 1** dargestellten Bildsystems.

In der **Fig. 1** ist der elektrische Aufbau einer Röntgendiagnostikeinrichtung dargestellt, die einen Hochspannungsgenerator 1 aufweist, der eine Röntgenröhre 2 speist, in deren Strahlengang 3 sich ein Patient 4 befindet. Ein im Strahlengang 3 nachfolgender Röntgenbildverstärker 5 ist über eine Optik 6 mit einer Fernsehkamera 7 gekoppelt, deren Ausgangssignal einem Bildsystem 8 zugeführt ist. An dem Bildsystem 8 ist als Wiedergabevorrichtung ein Monitor 9 zur Darstellung der verarbeiteten Röntgenstrahlenbilder angeschlossen. Anstelle des Monitors 9 lassen sich auch andere Wiedergabevorrichtungen, wie beispielsweise Drucker an das Bildsystem anschließen.

Das Bildsystem 8 kann beispielsweise eine Verarbeitungsschaltung wie Subtraktionsvorrichtung, Integrationsstufe und Fensterschaltung, die beispielsweise eine Fensterung der von der Fernsehkamera 5 gelieferten Bildsignale bewirkt, sowie Bildspeicher und Wandler enthalten.

In der **Fig. 2** ist nun die Ausbildung einer erfindungsgemäßen Schaltung zur Transformation von Grauwerten eines Bildsignales (Fensterschaltung) des Bildsystems 8 dargestellt. Das durch A/D-Wandler digitalisierte Bildsignal wird beispielsweise einem Bildspeicher 10 zugeführt, an der eine Fensterschaltung 11 zur Transformation von Grauwerten eines Bildsignales und eine erste Multiplikationsstufe 12 angeschlossen ist. Die erste Multiplikationsstufe 12 multipliziert das

Originalsignal ORG des Bildspeichers 10 mit einem ersten Wichtungsfaktor k. Der Ausgang der Fensterschaltung 11 ist mit einer zweiten Multiplikationsstufe 13 verbunden, die das Kontrastsignal KS der Fensterschaltung 11 mit einem zweiten Wichtungsfaktor 1-k und einem Normierungsfaktor NORM multipliziert. Das Ausgangssignal beider Multiplikationsstufen 12 und 13 wird in einer Additionsstufe 14 gemischt und dem Monitor 9 zugeführt, wobei durch die Wahl des Wichtungsfaktor k das Mischungsverhältnis einstellbar ist.

Erfindungsgemäß werden neben den zwei Parametern Fensterzentrum und Fensterbreite ein dritter Parameter, der "Lokale Kontrast" LK, eingeführt. Durch die Wahl eines geeigneten Kontrasts ist es dann möglich, sowohl das gesuchte Objekt, als auch das gewünschte Gesamtbild darzustellen.

Der Lokale Kontrast LK läßt sich auf vielfältige Art und Weise definieren. So läßt sich beispielsweise die aus der Statistik bekannte Standardabweichung STDV der Bildpunkte in der Umgebung jedes Bildpunktes des Gesamtbildes berechnen. Verkleinert man diesen Lokalen Kontrast, verkleinert sich die Gesamtdynamik des Bildes und entsprechend mehr Information des Gesamtbildes läßt sich gleichzeitig darstellen, ohne die globalen Zusammenhänge des Bildes zu zerstören.

Der Lokale Kontrast läßt sich erfindungsgemäß nach folgenden Schritten ermitteln:

1. Für jeden Bildpunkt x, y des Bildes ORG wird eine örtliche Umgebung mit einer Menge von Bildpunkten ausgewählt.
2. Für die gewählte Menge der Bildpunkte wird deren Mittelwert \bar{M} bestimmt:

$$\bar{M} = \sum (v_i) / n$$

- Dabei sind v_i die Werte der gewählten Bildpunkte und n ist die Gesamtzahl der gewählten Bildpunkte.
3. Für die gewählte Menge der Umgebung wird deren Standardabweichung STDV bestimmt:

$$\text{STDV} = \sqrt{\sum (v_i - \bar{M})^2 / (n - 1)}$$

4. Jeder der gewählten Bildpunkte wird durch die Standardabweichung STDV dividiert.
5. Alle Bildpunkte werden ortsrichtig aufeinander addiert, so daß dadurch ein Kontrastbild KB entsteht.
6. Es werden ein Mischungs- oder Wichtungsfaktor k im Wertebereich zwischen 0 und 1 sowie ein Normierungsfaktor NORM gewählt und das Originalbild ORG, das auch ein nach dem Stand der Technik gefenstertes Bild sein kann, und das Kontrastbild KB nach folgender Formel addiert:

$$E = k \cdot \text{ORG} + (1 - k) \cdot \text{NORM} \cdot \text{KB}.$$

Dabei ist der Normierungsfaktor NORM so zu wählen, daß die beiden zu addierenden Bilder im gleichen Zahlenbereich liegen. Auf diese Weise kann der beste Kompromiß zwischen Gesamtdynamik und lokalem Kontrast gefunden werden.

Die für jeden Bildpunkt x, y ausgewählte örtliche Umgebung kann M · N Bildpunkte umfassen. Dabei kann es sinnvoll sein, nur eine Untermenge dieser M · N Bildpunkte auszuwählen, z. B. nur alle Bildpunkte, die in einer Kreis- oder Ellipsenfläche innerhalb der M · N-Umgebung liegen. In der Regel wird man außerdem M=N, beispielsweise 11 · 11 Pixel, wählen.

Das durch die Schritte 1 bis 5 erhaltene Bild ist ein reines Kontrastbild, bei dem zwar die Geometrie aller Objekte des Originalbildes ORG sehr deutlich zu erkennen ist, dafür aber die Grauwertzusammenhänge des Originalbildes ORG verloren gegangen sind. Durch die wählbare Mischung aufgrund des einstellbaren Wichtungsfaktors k wird ein variabler Anteil des Kontrastbildes, das die Details des Bildes enthält, mit einem Anteil des Originalbildes ORG, der die Grauwertinformationen trägt, addiert. Je nach dem interessierenden Gegenstand kann nun der Wichtungsfaktor k so gewählt werden, daß der Gegenstand, beispielsweise ein Tumor, optimal zu erkennen und auch der Hintergrund zu sehen ist, so daß eine räumliche Zuordnung des Tumors möglich ist.

Anstelle des variablen Wichtungsfaktors k kann aber auch ein fester Wert, beispielsweise k=0,5, oder ein von einer Organ-Programmautomatik abhängiger Wert vorgegeben sein.

Zusätzlich zur Änderung des Wichtungsfaktors k lassen sich jedoch auch noch die Fensterbreite und das Fensterzentrum wählen.

Um Lokalen Kontrast LK nach folgender Formel zu berechnen:

$$\text{LK} = \sum \sum v_i / \text{STDV}$$

ergibt sich folgendes, wenn obengenannte Gleichungen eingesetzt werden:

$$\text{LK} = \frac{\sum_{i=1}^M \sum_{j=1}^N v_{ij}}{\sqrt{\sum_{i=1}^M \sum_{j=1}^N [v_{ij} - \sum_{i=1}^M \sum_{j=1}^N (v_{ij}) / n]^2 / (n - 1)}}$$

Zur Berechnung des Lokalen Kontrastes LK wird zuerst ein Bildpunkt x, y ausgewählt. Dann wird ein Bildausschnittes mit dem Bildpunkt x, y in der Mitte festgelegt. Anschließend wird der Mittelwert \bar{M} und die Standardabweichung

STDV der gewählten Menge der Bildpunkte der Umgebung bestimmt. Weiter wird jeder der gewählten Bildpunkte durch die Standardabweichung STDV dividiert und alle Bildpunkte ortsrichtig addiert. Dann wird der nächste Bildpunkt x , $(y+1)$ oder $(x+1)$, y ausgewählt und mit ihm gleichermaßen verfahren. Sind alle Bildpunkte $x < \text{CHF} > \text{max} < / \text{CHF} >$ und $y < \text{CHF} > \text{max} < / \text{CHF} >$ derart bestimmt, wird das mit dem Wichtungsfaktor k multiplizierte Originalsignal ORG zu dem mit einem Faktor $1-k$ multiplizierten, gegebenenfalls normierten Kontrastsignal addiert.

Durch das erfindungsgemäße Bildsystem und Verfahren der ist es möglich, eine optimale Grauwertfensterung des gesamten Bildes durchzuführen, ohne das wesentliche Details sowie Hintergrundinformationen verloren gehen können, so daß eine räumliche Zuordnung des interessierenden Objektes auch in schwierigen Fällen ermöglicht wird.

Patentansprüche

1. Bildsystem (8) für eine medizinische Diagnostikeinrichtung (1 bis 14) zur Darstellung von Bildsignalen mittels einer Wiedergabevorrichtung (9) mit einem Bildspeicher (10) zur bildpunktweisen Speicherung der von der Diagnostikeinrichtung (1 bis 14) erzeugten Bilder, mit einer Schaltung (11) zur Transformation von Grauwerten des Bildsignales der Bilder, die derart ausgebildet ist, daß zur Bestimmung des lokalen Kontrastes (LK) für jeden Bildpunkt eine Normierung auf den Mittelwert (M) seiner Umgebung und auf die Standardabweichung (STDV) durchgeführt wird und die normierten Bildpunkte zur Erhaltung eines Kontrastbildes (KB) ortsrichtig überlagert werden, und mit einer an dem Bildspeicher (10) und der Schaltung (11) zur Transformation von Grauwerten angeschlossenen Additionsstufe (14), in der das Originalbild (ORG) und das Kontrastbild (KB) mit veränderbarem Mischungsgrad addiert werden, wobei das Ausgangssignal als Wiedergabesignal (E) der mit der Additionsstufe (14) verbundenen Wiedergabevorrichtung (9) zugeführt wird.

2. Bildsystem nach Anspruch 1, dadurch gekennzeichnet, daß das Bildsystem (8) eine an der Schaltung (11) zur Transformation von Grauwerten angeschlossene erste Multiplikationsstufe (12), durch die das Originalsignal (ORG) mit einem Wichtungsfaktor (k) multipliziert wird, und eine an der Schaltung (11) zur Transformation von Grauwerten angeschlossene zweite Multiplikationsstufe (12) aufweist, durch die das Kontrastsignal (KS) der Schaltung (11) zur Transformation von Grauwerten mit einem Wichtungsfaktor ($1-k$) und einem Normierungsfaktor (NORM) multipliziert wird, und daß an den Multiplikationsstufen (12, 13) die Additionsstufe (14) angeschlossen ist.

3. Bildsystem nach Anspruch 1 oder 2, dadurch gekennzeichnet, daß die Schaltung (11) zur Transformation von Grauwerten derart ausgebildet ist, daß sie den Mittelwert $\bar{M} = \sum(v_i)/n$ mit v_i als Werte und n als Gesamtzahl der gewählten Bildpunkte berechnet.

4. Bildsystem nach einem der Ansprüche 1 bis 3, dadurch gekennzeichnet, daß die Schaltung (11) zur Transformation von Grauwerten derart ausgebildet ist, daß sie die Standardabweichung

$$\text{STDV} = \sqrt{\sum [v_i - \sum(v_i) / n]^2 / (n - 1)} \text{ berechnet.}$$

5. Bildsystem nach einem der Ansprüche 1 bis 4, dadurch gekennzeichnet, daß das Bildsystem (8) derart ausgebildet ist, daß das Original- (ORG) und das Kontrastsignal (KS) mit einem Wichtungsfaktor (k) und einem Normierungsfaktor (NORM) gemäß folgender Formel addiert werden:

$$E = k \cdot \text{ORG} + (1 - k) \cdot \text{NORM} \cdot \text{KS}$$

6. Verfahren zur gefensterten Darstellung von medizinischen Bildern, wobei eine Fensterung aufgrund des lokalen Kontrastes (LK) erfolgt, bei dem für jeden Bildpunkt eine Normierung auf den Mittelwert (M) seiner Umgebung und auf die Standardabweichung (STDV) durchgeführt wird und die normierten Bildpunkte zur Erhaltung eines Kontrastbildes ortsrichtig überlagert werden, und wobei das Originalbild (ORG) und das Kontrastbild (KB) mit veränderbarem Mischungsgrad (k , $1-k$) addiert werden.

7. Verfahren nach Anspruch 6, gekennzeichnet durch folgende Schritte:

- i) Auswahl eines Bildpunktes mit den Koordinaten x , y ,
- ii) Auswahl mehrerer Bildpunkte mit dem ausgewählten Bildpunkt x , y in der Mitte,
- iii) Bestimmung des Mittelwertes (M) der gewählten Bildpunkte,
- iv) Bestimmung der Standardabweichung (STDV) der gewählten Bildpunkte,
- v) Division jedes der gewählten Bildpunkte durch die Standardabweichung (STDV),
- vi) Ortsrichtige Addition aller Bildpunkte,
- vii) Auswahl des nächsten Bildpunktes $[x, (y \pm n)]$ und/oder $[(x \pm n), y]$,
- viii) Wiederholung der Schritte (i) bis (vii) und
- ix) Addition des mit einem Faktor (k) multiplizierten Originalsignals (ORG) mit dem mit einem Faktor ($1-k$) multiplizierten Kontrastsignal (KS).

8. Verfahren nach Anspruch 7, dadurch gekennzeichnet, daß gemäß Schritt (ii) $M \cdot N$ Bildpunkte der örtlichen Umgebung der Bildpunkte (x , y) ausgewählt werden.

9. Verfahren nach Anspruch 8, dadurch gekennzeichnet, daß die Bildpunkte der örtlichen Umgebung ein Quadrat bilden ($M=N$).

10. Verfahren nach Anspruch 9, dadurch gekennzeichnet, daß $11 \cdot 11$ Bildpunkte der örtlichen Umgebung ausgewählt werden ($M=11$).

11. Verfahren nach einem der Ansprüche 8 bis 10, dadurch gekennzeichnet, daß gemäß Schritt b) eine Untermenge der $M \cdot N$ Bildpunkte der örtlichen Umgebung der Bildpunkte (x , y) ausgewählt werden.

12. Verfahren nach Anspruch 11, dadurch gekennzeichnet, daß die Untermenge in einer Kreis- oder Ellipsenfläche innerhalb der $M \cdot N$ Bildpunkte der örtlichen Umgebung liegt.

13. Verfahren nach einem der Ansprüche 6 bis 12, dadurch gekennzeichnet, daß der Mittelwert (\bar{M}) gemäß folgender Formel berechnet wird:

$$\bar{M} = \Sigma(v_i)/n.$$

14. Verfahren nach einem der Ansprüche 6 bis 12, dadurch gekennzeichnet, daß die Standardabweichung (STDV) gemäß folgender Formel berechnet wird:

$$STDV = \sqrt{\Sigma [v_i - \Sigma (v_i) / n]^2 / (n - 1)}.$$

15. Verfahren nach einem der Ansprüche 6 bis 12, dadurch gekennzeichnet, daß der Lokale Kontrast nach folgender Formel ermittelt wird:

$$LK = \Sigma \Sigma v_i / STDV = LK = \frac{\sum_{i=1}^M \sum_{j=1}^N v_{ij}}{\sqrt{\Sigma [v_i - \Sigma (v_i) / n]^2 / (n - 1)}}$$

Hierzu 1 Seite(n) Zeichnungen

- Leerseite -

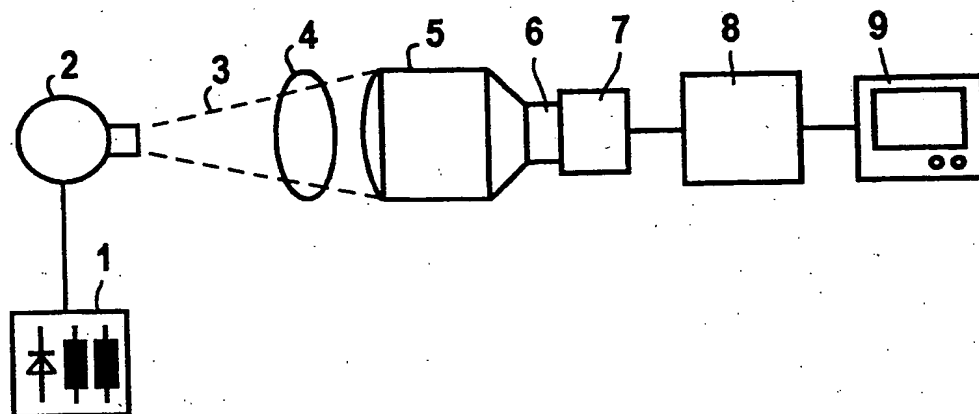


FIG 1

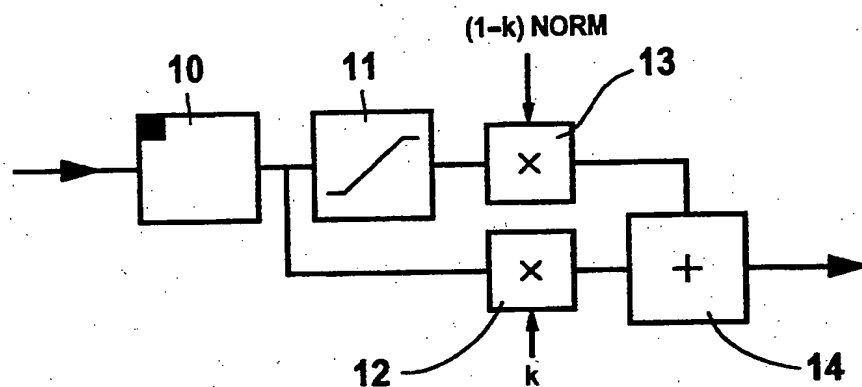


FIG 2